

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

IN RE APPLICATION OF: Takashi HAYASHI

GAU:

SERIAL NO: NEW APPLICATION

EXAMINER:

FILED: HEREWITH

FOR: X-RAY DIAGNOSTIC APPARATUS

REQUEST FOR PRIORITY

COMMISSIONER FOR PATENTS
ALEXANDRIA, VIRGINIA 22313

SIR:

☒ Full benefit of the filing date of International Application Number PCT/JP02/08417, filed AUGUST 21, 2002, is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §120.

☐ Full benefit of the filing date(s) of U.S. Provisional Application(s) is claimed pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119(e):
Application No. Date Filed

☒ Applicants claim any right to priority from any earlier filed applications to which they may be entitled pursuant to the provisions of 35 U.S.C. §119, as noted below.

In the matter of the above-identified application for patent, notice is hereby given that the applicants claim as priority:

COUNTRY

APPLICATION NUMBER

MONTH/DAY/YEAR

Japan

2001-282256

September 17, 2001

Certified copies of the corresponding Convention Application(s)

☒ are submitted herewith

☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

☐ were filed in prior application Serial No. filed

☐ were submitted to the International Bureau in PCT Application Number

Receipt of the certified copies by the International Bureau in a timely manner under PCT Rule 17.1(a) has been acknowledged as evidenced by the attached PCT/IB/304.

☐ (A) Application Serial No.(s) were filed in prior application Serial No. filed ; and

☐ (B) Application Serial No.(s)

☐ are submitted herewith

☐ will be submitted prior to payment of the Final Fee

Respectfully Submitted,

OBLON, SPIVAK, McCLELLAND,
MAIER & NEUSTADT, P.C.



Eckhard H. Kuesters

Registration No. 28,870

Customer Number

22850

Tel. (703) 413-3000

Fax. (703) 413-2220

(OSMMN 05/03)

EHK:fbl

I:\USER\FBLAZ\PT BY-PASS\243936.REQ.PRIORITY.DOC

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 1 年 9 月 1 7 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 1 - 2 8 2 2 5 6
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 1 - 2 8 2 2 5 6]

出 願 人
Applicant(s): 株式会社東芝

2 0 0 3 年 9 月 1 7 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫

【書類名】 特許願

【整理番号】 A000101801

【提出日】 平成13年 9月17日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明の名称】 X線診断装置

【請求項の数】 4

【発明者】

【住所又は居所】 栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社
東芝那須工場内

【氏名】 林 敬

【特許出願人】

【識別番号】 000003078

【氏名又は名称】 株式会社 東芝

【代理人】

【識別番号】 100058479

【弁理士】

【氏名又は名称】 鈴江 武彦

【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

【識別番号】 100084618

【弁理士】

【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100068814

【弁理士】

【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100088683

【弁理士】

【氏名又は名称】 中村 誠

【選任した代理人】

【識別番号】 100070437

【弁理士】

【氏名又は名称】 河井 将次

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線診断装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 血管造影剤を投与された被検体に X 線を照射するとともに、前記被検体を透過した透過 X 線を撮影し画像データを出力する撮影系統と、前記被検体に対して前記撮影系統を相対的に移動可能に保持する架台装置と、前記撮影系統の撮影野が部分的に重畳する複数の撮影位置で前記血管造影剤の流れに従って撮影を繰り返すように前記撮影系統と前記架台装置とを制御するシステムコントローラと、前記画像データから血管抽出画像データを生成する画像処理装置とを具備することを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 2】 前記画像処理装置は、マスク画像差分処理又はしきい値処理により前記画像データから前記血管抽出画像データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 3】 前記画像処理装置は、前記撮影位置が同じで且つ撮影時間の異なる所定枚数の前記血管抽出画像データをフレーム間で加算して加算画像データを生成する加算処理回路を有することを特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 4】 前記画像処理装置は、前記撮影位置が異なる加算画像データを前記撮影位置に従ってつなぎ合わせて合成画像データを生成する合成処理回路を有することを特徴とする請求項 3 記載の X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血管造影剤の流れに従って撮影系統を移動しながら撮影を繰り返す機能を備えた X 線診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の技術としては、下肢の血流を追いかけて X 線撮影を行うものがある。X

線管、イメージインテンシファイア及びTVカメラを有する撮影系統を血管造影剤の流れに従って移動しながら繰り返しX線撮影を行うことが行なわれる。例えば、下肢全体の広範囲のX線画像を撮影する場合、下肢の血管に造影剤を注入し、造影剤の流れを追いかけるようにしてX線画像（血管造影像）を撮影することが行われる。そして造影剤の注入又は流入前のX線画像（マスク像）を、造影剤の流入後のX線画像（コントラスト像）から差分（サブトラクション）して背景組織等が除去され、血管像が抽出された血管抽出画像を生成する。このようなX線撮影を行う場合、X線撮影野、つまりI. I. の口径は、被検体よりも小さいので、従来は次の2つの方法により被検体のX線像を撮影していた。

【0003】

図12に示すように、いわゆるボラスチェイス(Bolus Chase)撮影法では、被検体に対して撮影系統を連続的に移動させながら強度の大きいX線を断続的に曝射することによりX線撮影を繰り返すものである。

【0004】

このボラスチェイス撮影法には次のような問題がある。

通常、ボラスチェイス撮影法では、X線撮影の繰り返しにより収集した撮影位置の異なる複数枚の血管抽出画像を大きな1枚の画像につなぎ合わせるが行われている。これは単純に各々の画像データの一部を切り出して、連結する処理で実現されている。この場合、各画像データで極めて良好に血管像が映っていることが必要とされる。

【0005】

しかし、実際の臨床では、造影剤の流れには個人差があり、造影剤の流れに対して撮影系統の移動速度が速すぎたり、逆に遅すぎたり、造影剤の流れを良好に追跡して撮影を繰り返すことが困難な場合が多い。この場合、所期の血管造影効果を獲得できず、そのため再撮影が必要とされることもある。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、血管造影剤の流れに対する撮影タイミングのずれによる造影効果の低下を補償することのできるX線診断装置を提供することにある。

【0007】**【課題を解決するための手段】**

本発明のX線診断装置は、血管造影剤を投与された被検体にX線を照射するとともに、前記被検体を透過した透過X線を撮影し画像データを出力する撮影系統と、前記被検体に対して前記撮影系統を相対的に移動可能に保持する架台装置と、前記撮影系統の撮影野が部分的に重畳する複数の撮影位置で前記血管造影剤の流れに従って撮影を繰り返すように前記撮影系統と前記架台装置とを制御するシステムコントローラと、前記画像データから血管抽出画像データを生成する画像処理装置とを具備する。

【0008】**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明によるX線診断装置を好ましい実施形態により説明する。

図1は本発明の実施形態に係るX線診断装置の構成を示す図である。図2は、図1のデジタル画像処理装置のブロック図である。撮影系統10は、X線絞り装置12とともにX線管装置を構成するX線管11と、イメージインテンシファイア（以下、I. I. という）13及び光学系14とともに撮像装置を構成するTVカメラ15とから構成される。なお、撮像装置としては、X線を直接的に電気信号に変換する平面型半導体検出器を採用するものであってもよい。平面型半導体検出器は複数のX線検出素子から構成され、X線検出素子としては、例えば、セレン等の半導体層と、その半導体層の表面に形成された電圧印加電極と、半導体層の裏面に形成された信号電極とからなる。周知のとおり、その検出原理としては、半導体層にX線が入射すると、その電離作用により発生した電子正孔対が逆バイアスされている電極にそれぞれ引き寄せられ、これにより入射X線の強度に応じた信号電流が発生するというものである。なお、X線検出素子として、シンチレータとフォトダイオードとを組み合わせる等、他の構造を採用してもよい。

【0009】

撮影系統10は、架台装置20に支持される。架台装置20は、被検体Pを挟

んでX線管11とI. I. 13とが対向するように撮影系統10を支持するCアーム21と、Cアーム21を支持するアームスタンド22とからなる。アームスタンド22は、Cアーム21を被検体Pの体軸（Z軸）に関して平行移動可能に支持する機構、その移動の駆動源、さらにCアーム21の位置を検出するためのロータリーエンコーダ等の位置センサを装備しており、血管造影撮影において撮影野よりも広い下肢等を撮影対象とする場合、架台制御装置90の制御のもとで造影剤の流れに応じてCアーム21を移動して撮影位置を変化させることを可能としている。

【0010】

寝台30は、被検体Pを載置する天板31と、天板31をXYZの各軸に関して移動可能に支持するスタンド32とからなる。

【0011】

X線管11は、X線制御装置80から管電圧の印加、フィラメント電流の供給を受けて、X線を曝射する。X線は、絞り装置12で任意径に成形され寝台50上に載置された被検体Pに照射される。被検体を透過したX線はI. I. 13で光学像に変換される。この光学像は、アイリスを備えた光学系14を介してTVカメラ15の撮像面に結像され、TVカメラ15で電気信号（画像信号）に変換される。

【0012】

TVカメラ15で発生した画像信号は、TVカメラ制御装置40で、増幅され、デジタル信号に変換され、そして画像データとしてデジタル画像処理装置50に出力される。

【0013】

図2に示すように、デジタル画像処理装置50は、CPU51を制御中枢として、このCPU51に対してデータ／制御バス52を介して入出力インタフェース（IO I/F）53、画像データ記憶部54、画像データの造影血管を抽出する血管抽出処理（例えばマスク画像差分処理又はしきい値処理、ここではマスク画像差分処理として説明する）を施す差分処理回路55、撮影位置が同じで且つ撮影時間の異なる所定枚数の血管抽出画像データ（差分画像データ）をフレ

ーム間で加算して加算画像データを生成する加算処理回路 56、撮影位置が異なる加算画像データを撮影位置に従ってつなぎ合わせて合成画像データを生成する合成処理回路 57、画像表示装置 100 に対する表示データを生成する表示制御回路 58 が接続されてなる。

【0014】

システムコントローラ 60 は、X 線制御装置 80、架台制御装置 90、TV カメラ制御装置 40、デジタル画像処理装置 50 を制御し、撮影、画像処理及び表示に関する動作を管理する。このシステムコントローラ 60 にはキーボード、マウス、タッチパネル等の入力装置 70 が接続され、オペレーションはこの入力装置 70 を介して撮影条件、表示条件等の各種設定を行うことが可能である。

【0015】

次に、本実施形態による撮影動作について説明する。

図 3 には本撮影動作の手順を示している。図 4 (a)、図 4 (b) には複数の撮影位置をそれぞれの撮影野と共に示し、図 4 (c) には X 線の曝射シーケンスを示している。なお、撮影位置とは、ここでは、X 線管 11 の焦点の Z 軸上での位置として定義する。

【0016】

まず、1 つの撮影野よりも広い下肢等の撮影範囲に対して、入力装置 70 を介して撮影位置 P1、P2、P3 が、Z 軸に沿って一列に複数個所、ここでは 3 箇所設定される (S1)。隣り合う撮影位置 (P1 と P2、P2 と P3) の間隔 ΔD は、撮影野の半径 R を超え且つ直径 ($2 \cdot R$) 未満の範囲の所定距離に初期的に設定されている。しかし、この間隔 ΔD は、撮影野の半径 R を超え且つ直径 ($2 \cdot R$) 未満の範囲内であれば任意に設定可能である。また、隣り合う撮影位置 (P1 と P2) の間隔と、隣り合う撮影位置 (P2 と P3) の間隔とは、初期的には等距離に設定されているが、相違する距離に設定することも可能である。また、撮影位置 P1、P2、P3 の設定と共に、その撮影順序が設定される。この撮影順序は、典型的には、造影剤 (血液) の流れに従って決定され、ここでは P1、P2、P3 の順番に設定される。しかし、撮影位置 P1、P2、P3 の撮影順序は、任意でもよい。

【0017】

次に、各撮影位置 P_1 、 P_2 、 P_3 それぞれにおける撮影回数と撮影間隔とが、入力装置 70 を介して設定される (S2)。初期的には、撮影位置 P_1 、 P_2 、 P_3 それぞれの撮影回数は、3回ずつに設定される。また、撮影間隔 ΔT は、造影剤が撮影野に流入し始めてから、流出し始めるまでの時間幅を (撮影回数 - 1) で除算した時間に設定される。この時間幅は、部位により、また個人差があり、正確に推定することは困難であるが、本実施形態の撮影法ではこの推定時間と実際の時間とのズレを補償することを可能としているので、その部位での被検体の体格等により導かれる標準的な値でかまわない。

【0018】

撮影位置、撮影回数、撮影間隔の設定が終了すると、造影剤注入の前段階で、実際に X 線曝射をともなって、それぞれの撮影位置でマスク画像の撮影が行われる (S3)。なお、撮影位置 P_1 で撮影したマスク画像を M_1 、撮影位置 P_2 で撮影したマスク画像を M_2 、撮影位置 P_3 で撮影したマスク画像を M_3 と表記する。

【0019】

以上の準備作業が完了すると、実質的な撮影動作が開始される。まず、撮影系統 10 が移動され、最初の撮影位置 P_1 で停止される (S4)。そして、実際に造影剤が被検体 P に注入される (S5)。そして、適当なタイミングで、撮影トリガが、入力装置 70 を介して入力される。この撮影トリガの入力タイミングは、造影剤注入からの経過時間ではかるようにしてもよいし、または X 線透視下ではかるようにしてもよい。

【0020】

撮影トリガが入力されると、最初の撮影位置 P_1 で、撮影が、設定した撮影間隔 ΔT で、設定した撮影回数 (ここでは 3 回) 繰り返される (S6)。なお、この撮影位置 P_1 で時刻 t_1 、 t_2 、 t_3 に撮影した画像データを、それぞれ $I(P_1, t_1)$ 、 $I(P_1, t_2)$ 、 $I(P_1, t_3)$ と表記する。

【0021】

この撮影位置 P_1 での撮影が終了すると、撮影系統 10 が距離 ΔD だけ移動し

て、次の撮影位置 P 2 で停止される (S 7)。そして、この撮影位置 P 2 で、撮影が、設定した撮影間隔 ΔT で、設定した撮影回数 (ここでは 3 回) 繰り返される (S 8)。なお、この撮影位置 P 2 で時刻 t_4 , t_5 , t_6 に撮影した画像データを、それぞれ $I(P 2, t_4)$ 、 $I(P 2, t_5)$ 、 $I(P 2, t_6)$ と表記する。

【0022】

撮影位置 P 2 での撮影が終了すると、撮影系統 10 が距離 ΔD だけ移動して、最後の撮影位置 P 3 で停止される (S 9)。そして、この撮影位置 P 3 で、撮影が、設定した撮影間隔 ΔT で、設定した撮影回数 (ここでは 3 回) 繰り返される (S 9)。なお、この撮影位置 P 3 で時刻 t_7 , t_8 , t_9 に撮影した画像データを、それぞれ $I(P 3, t_7)$ 、 $I(P 3, t_8)$ 、 $I(P 3, t_9)$ と表記する。

【0023】

以上のように一連の撮影と並行して、又は撮影後にデジタル画像処理装置 50 で画像処理が行われる。ここでは、画像処理が撮影と並行して行われるものとして説明する。

【0024】

図 5 乃至図 8 には、デジタル画像処理装置 50 の画像処理手順を示している。また、図 9 には、撮影位置 P 1 で撮影した画像データ $I(P 1, t_1)$ 、 $I(P 1, t_2)$ 、 $I(P 1, t_3)$ に対する画像処理を模式的に示し、図 10 には、デジタル画像処理装置 50 で発生する画像データをその発生順に示している。さらに、図 11 には、画像表示装置 100 に表示される画像の変遷を示している。

【0025】

まず、最初の撮影位置 P 1 で最初の時刻 t_1 に撮影した画像データ $I(P 1, t_1)$ が入力される (S 11)。差分処理回路 55 では、この画像データ $I(P 1, t_1)$ から、その撮影位置 P 1 のマスク画像 M1 が差分 (サブトラクション) され、背景組織等が除去され、造影剤で増強された血管像だけが抽出された差分画像データ $D(P 1, t_1)$ が生成され (S 12)、表示される (S 13)。

【0026】

次に、この撮影位置 P1 で 2 回目の撮影により時刻 t_2 に得られた画像データ I (P1, t_2) が入力される (S14)。差分処理回路 55 では、この画像データ I (P1, t_2) から、その撮影位置 P1 のマスク画像 M1 が差分され、背景組織等が除去され、造影剤で増強された血管像だけが抽出された差分画像データ D (P1, t_2) が生成される (S15)。この 2 回目の差分画像データ D (P1, t_2) は、加算処理回路 56 において、最初の差分画像データ D (P1, t_1) と、フレーム間で加算され、加算画像データ A (P1, $t_1 + t_2$) が生成され (S16)、表示される (S17)。

【0027】

さらに、同じ撮影位置 P1 で 3 回目の撮影が行われ、その時刻 t_3 に画像データ I (P1, t_3) が入力される (S18)。差分処理回路 55 では、この画像データ I (P1, t_3) から、その撮影位置 P1 のマスク画像 M1 が差分され、背景組織等が除去され、造影剤で増強された血管像だけが抽出された差分画像データ D (P1, t_3) が生成される (S19)。この 3 回目の差分画像データ D (P1, t_3) は、加算処理回路 56 において、加算画像データ A (P1, $t_1 + t_2$) と、フレーム間で加算され、加算画像データ A (P1, $t_1 + t_2 + t_3$) が生成され (S20)、表示される (S21)。

【0028】

このように同じ位置で断続的に撮影を繰り返し、それぞれの差分画像データを加算していくことにより、それぞれの撮影タイミングではたとえ造影剤の流れに対して時間的にずれていたとしても、そのズレを相補的に補うことが可能となる。つまり、最初の撮影時刻 t_1 では、撮影タイミングが早すぎて、造影剤が撮影野に充分行き渡っていない状況であるが、その造影剤分布の不十分及び低い造影効果を、2 回目、3 回目の撮影時刻 t_2 、 t_3 で得た差分画像データ D (P1, t_2)、D (P1, t_3) で補うことができる。逆に、最後の撮影時刻 t_3 では、撮影タイミングが遅すぎて、造影剤が撮影野から流出しているような状況では、その造影剤分布の不十分及び低い造影効果を、1 回目、2 回目の撮影時刻 t_1 、 t_2 で得た差分画像データ D (P1, t_1)、D (P1, t_2) で補うことが

できる。

【0029】

また、撮影の進行に沿って、差分画像データ $D(P1, t1)$ 、加算画像データ $A(P1, t1+t2)$ 、加算画像データ $A(P1, t1+t2+t3)$ を順番に表示することにより、造影剤が徐々に流入してくる様子が動画のように表示され得る。

【0030】

次に、撮影位置 $P2$ において同様に処理が行われる。

撮影位置 $P2$ での最初の時刻 $t4$ に撮影した画像データ $I(P2, t4)$ が入力される ($S22$)。差分処理回路 55 では、この画像データ $I(P2, t4)$ から、その撮影位置 $P2$ のマスク画像 $M2$ が差分され、背景組織等が除去され、造影剤で増強された血管像だけが抽出された差分画像データ $D(P2, t4)$ が生成され ($S23$) 。

【0031】

この差分画像データ $D(P2, t4)$ に、ステップ $S20$ で生成された撮影位置 $P1$ での最終的な加算画像データ $A(P1, t1+t2+t3)$ が、 $P1$ と $P2$ の撮影位置データに基づいて、合成処理回路 57 において、つなぎ合わされ、合成画像データ $C(P1+P2, t4)$ が生成され ($S24$)、表示される ($S25$)。

【0032】

次に、同じ撮影位置 $P2$ で2回目の撮影により時刻 $t5$ に得られた画像データ $I(P2, t5)$ が入力される ($S26$)。差分処理回路 55 では、この画像データ $I(P2, t5)$ から、マスク画像 $M2$ が差分され、差分画像データ $D(P2, t5)$ が生成される ($S27$)。この $P2$ での2回目の差分画像データ $D(P2, t5)$ は、加算処理回路 56 において、最初の差分画像データ $D(P2, t4)$ と、フレーム間で加算され、加算画像データ $A(P2, t4+t5)$ が生成される ($S28$)。

【0033】

そして、この加算画像データ $A(P2, t4+t5)$ に、ステップ $S20$ で生

成された撮影位置 P_1 での最終的な加算画像データ $A(P_1, t_1 + t_2 + t_3)$ が、 P_1 と P_2 の撮影位置データに基づいて、合成処理回路 57 において、つなぎ合わされ、合成画像データ $C(P_1 + P_2, t_5)$ が生成され (S29)、表示される (S30)。

【0034】

次に、同じ撮影位置 P_2 で 3 回目の撮影により時刻 t_6 に得られた画像データ $I(P_2, t_6)$ が入力される (S31)。差分処理回路 55 では、この画像データ $I(P_2, t_6)$ から、マスク画像 M_2 が差分され、差分画像データ $D(P_2, t_6)$ が生成される (S32)。この P_2 での 3 回目の差分画像データ $D(P_2, t_6)$ は、加算処理回路 56 において、加算画像データ $A(P_2, t_4 + t_5)$ と、フレーム間で加算され、加算画像データ $A(P_2, t_4 + t_5 + t_6)$ が生成される (S33)。

【0035】

そして、この加算画像データ $A(P_2, t_4 + t_5 + t_6)$ に、ステップ S20 で生成された撮影位置 P_1 での最終的な加算画像データ $A(P_1, t_1 + t_2 + t_3)$ が、 P_1 と P_2 の撮影位置データに基づいて、合成処理回路 57 において、つなぎ合わされ、合成画像データ $C(P_1 + P_2, t_6)$ が生成され (S34)、表示される (S35)。

【0036】

次に、撮影位置 P_3 において同様に処理が行われる。

撮影位置 P_3 での最初の時刻 t_7 に撮影した画像データ $I(P_3, t_7)$ が入力される (S36)。差分処理回路 55 では、この画像データ $I(P_3, t_7)$ から、その撮影位置 P_3 のマスク画像 M_3 が差分され、背景組織等が除去され、造影剤で増強された血管像だけが抽出された差分画像データ $D(P_3, t_7)$ が生成され (S37) る。

【0037】

この差分画像データ $D(P_3, t_7)$ に、撮影位置 P_2 に関する最終的な合成画像データ $C(P_1 + P_2, t_6)$ が、 P_1 と P_2 と P_3 の撮影位置データに基づいて、合成処理回路 57 において、つなぎ合わされ、合成画像データ $C(P_1$

+P2+3、t7)が生成され(S38)、表示される(S39)。

【0038】

次に、同じ撮影位置P3で2回目の撮影により時刻t8に得られた画像データI(P3、t8)が入力される(S40)。差分処理回路55では、この画像データI(P3、t8)から、マスク画像M3が差分され、差分画像データD(P3、t8)が生成される(S41)。このP3での2回目の差分画像データD(P3、t8)は、加算処理回路56において、P3での最初の差分画像データD(P3、t7)と、フレーム間で加算され、加算画像データA(P3、t7+t8)が生成される(S42)。

【0039】

そして、この加算画像データA(P3、t7+t8)に、撮影位置P2に関する最終的な合成画像データC(P1+P2、t6)が、P1とP2とP3の撮影位置データに基づいて、合成処理回路57において、つなぎ合わされ、合成画像データC(P1+P2+P3、t8)が生成され(S43)、表示される(S44)。

【0040】

次に、同じ撮影位置P3で3回目の撮影により時刻t9に得られた画像データI(P3、t9)が入力される(S45)。差分処理回路55では、この画像データI(P3、t9)から、マスク画像M3が差分され、差分画像データD(P3、t9)が生成される(S46)。このP3での3回目の差分画像データD(P3、t9)は、加算処理回路56において、加算画像データA(P3、t7+t8)と、フレーム間で加算され、加算画像データA(P3、t7+t8+t9)が生成される(S47)。

【0041】

そして、この加算画像データA(P3、t7+t8+t9)に、撮影位置P2に関する最終的な合成画像データC(P1+P2、t6)が、P1とP2とP3の撮影位置データに基づいて、合成処理回路57において、つなぎ合わされ、合成画像データC(P1+P2+P3、t9)が生成され(S48)、表示される(S49)。

【0042】

以上のように、撮影野が部分的に重なる複数の撮影位置の各々において、断続的に撮影を繰り返し、それぞれの差分画像データを加算していくことにより、それぞれの撮影タイミングではたとえ造影剤の流れに対して時間的にずれて、造影濃度が低すぎるような場合であっても、そのズレを相補的に補って、好適な造影濃度を得ることができる。

【0043】

また、断続的な撮影の繰り返しにより次々と生成される画像を累積的に加算し、それを順番に表示させることで、造影剤が徐々に流入してくる様子が動画のように表示され得る。

【0044】

さらに、撮影位置を移動して得た画像を空間的につなぎ合わせていくことで、造影剤が徐々に流入してくる様子を、さらに広範囲にわたって、動画のように表示することができる。

【0045】

(変形例)

本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することが可能である。さらに、上記実施形態には種々の段階が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されてもよい。

【0046】**【発明の効果】**

本発明によれば、血管造影剤の流れに対する撮影タイミングのずれによる造影効果の低下を補償することができる。

【図面の簡単な説明】**【図1】**

本発明の実施形態のX線診断装置の構成図。

【図2】

図 1 のデジタル画像処理装置のブロック図。

【図 3】

本実施形態の撮影動作を示すフローチャート。

【図 4】

図 3 の補足図。

【図 5】

図 1 のデジタル画像処理装置の動作を示すフローチャート。

【図 6】

図 5 の続きを示すフローチャート。

【図 7】

図 6 の続きを示すフローチャート。

【図 8】

図 7 の続きを示すフローチャート。

【図 9】

図 5 のステップ S 1 2 ～ S 2 1 までの処理補足図。

【図 1 0】

図 1 のデジタル画像処理装置により生成される画像を生成順に示す図。

【図 1 1】

図 1 の画像表示装置により表示される画像の変遷を示す図。

【図 1 2】

従来のボーラスチェイス (Bolus Chase) 撮影法の説明図。

【符号の説明】

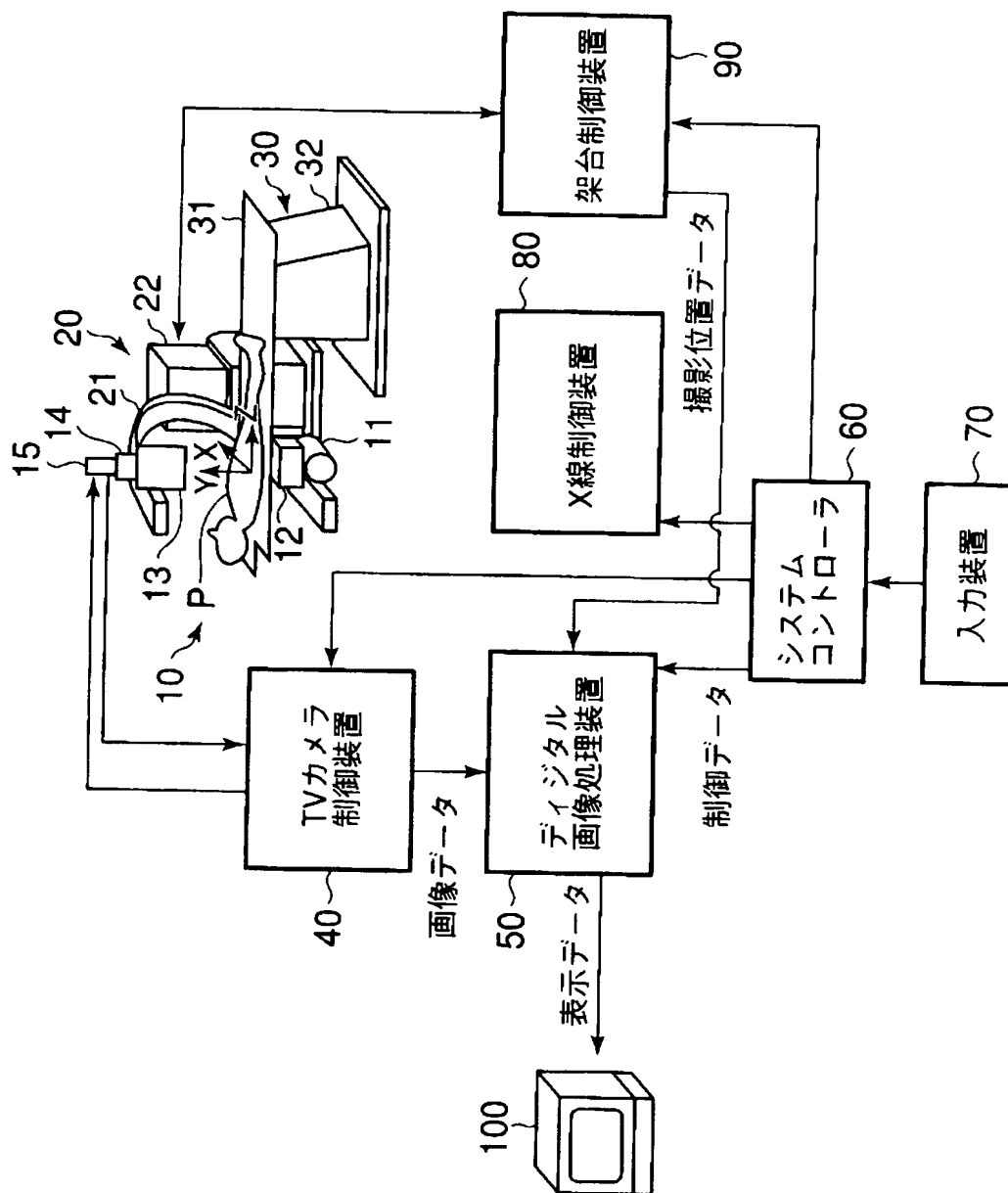
- 1 0 …撮影系統
- 1 1 …X線管、
- 1 2 …X線絞り装置、
- 1 3 …イメージインテンシファイア、
- 1 4 …光学系、
- 1 5 …TVカメラ、
- 2 0 …架台装置、

2 1 … C アーム、
2 2 … アームスタンド、
3 0 … 寝台、
3 1 … 天板、
3 2 … スタンド、
4 0 … T V カメラ制御装置、
5 0 … デジタル画像処理装置、
5 1 … C P U、
5 2 … データ／制御バス、
5 3 … 入出力インタフェース、
5 4 … 画像データ記憶部、
5 5 … 差分処理回路、
5 6 … 加算処理回路、
5 7 … 合成処理回路、
5 8 … 表示制御回路、
6 0 … システムコントローラ、
7 0 … 入力装置、
8 0 … X 線制御装置、
9 0 … 架台制御装置、
1 0 0 … 画像表示装置。

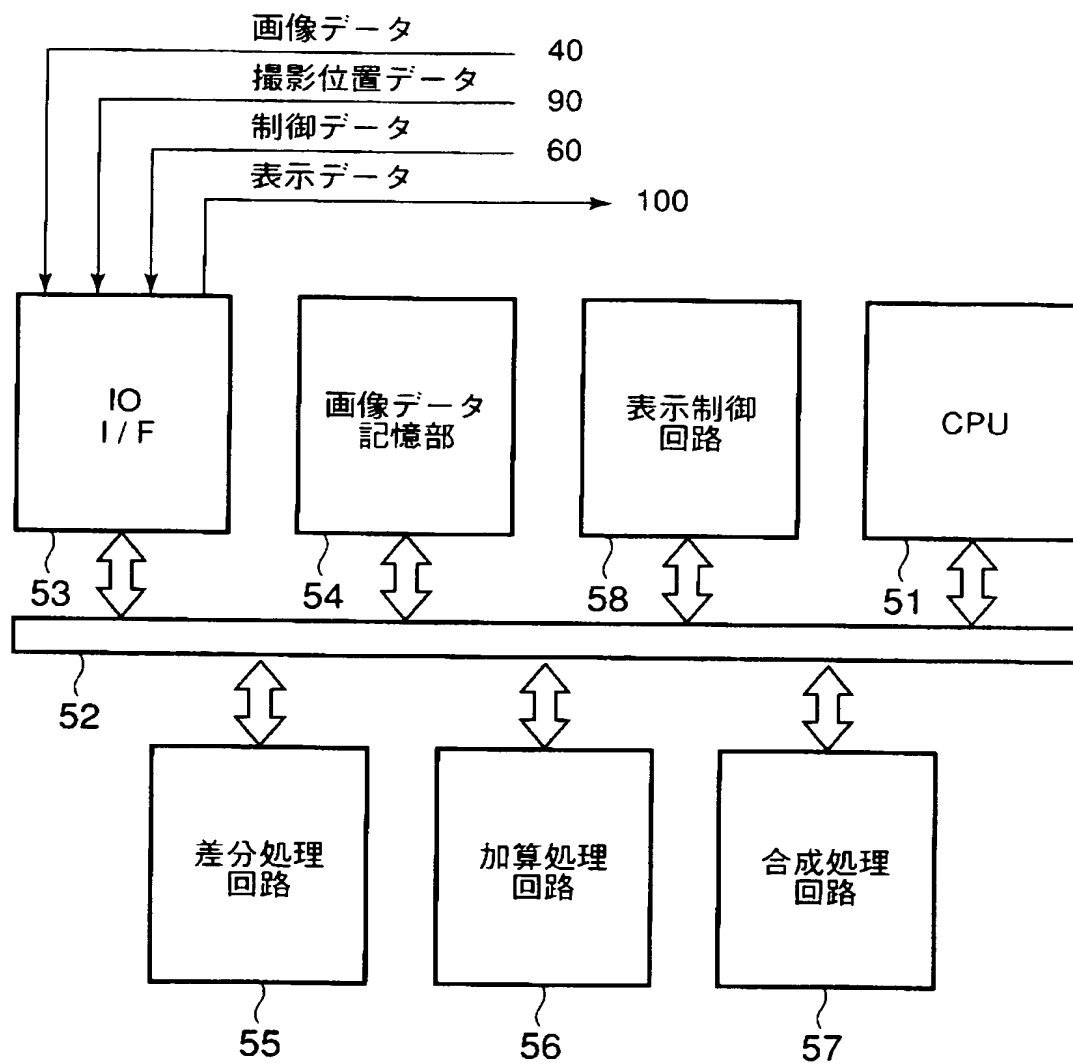
【書類名】

図面

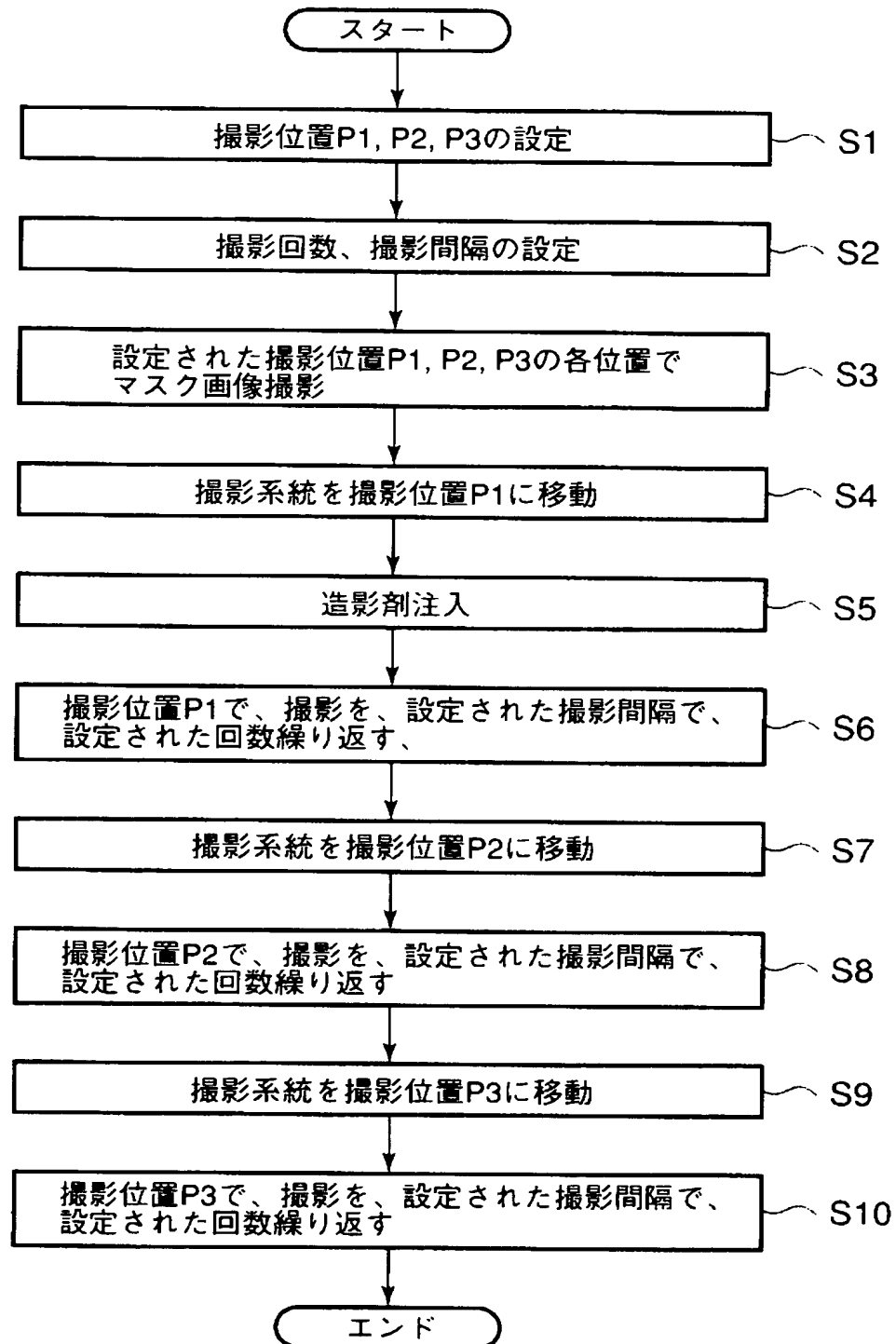
【図 1】



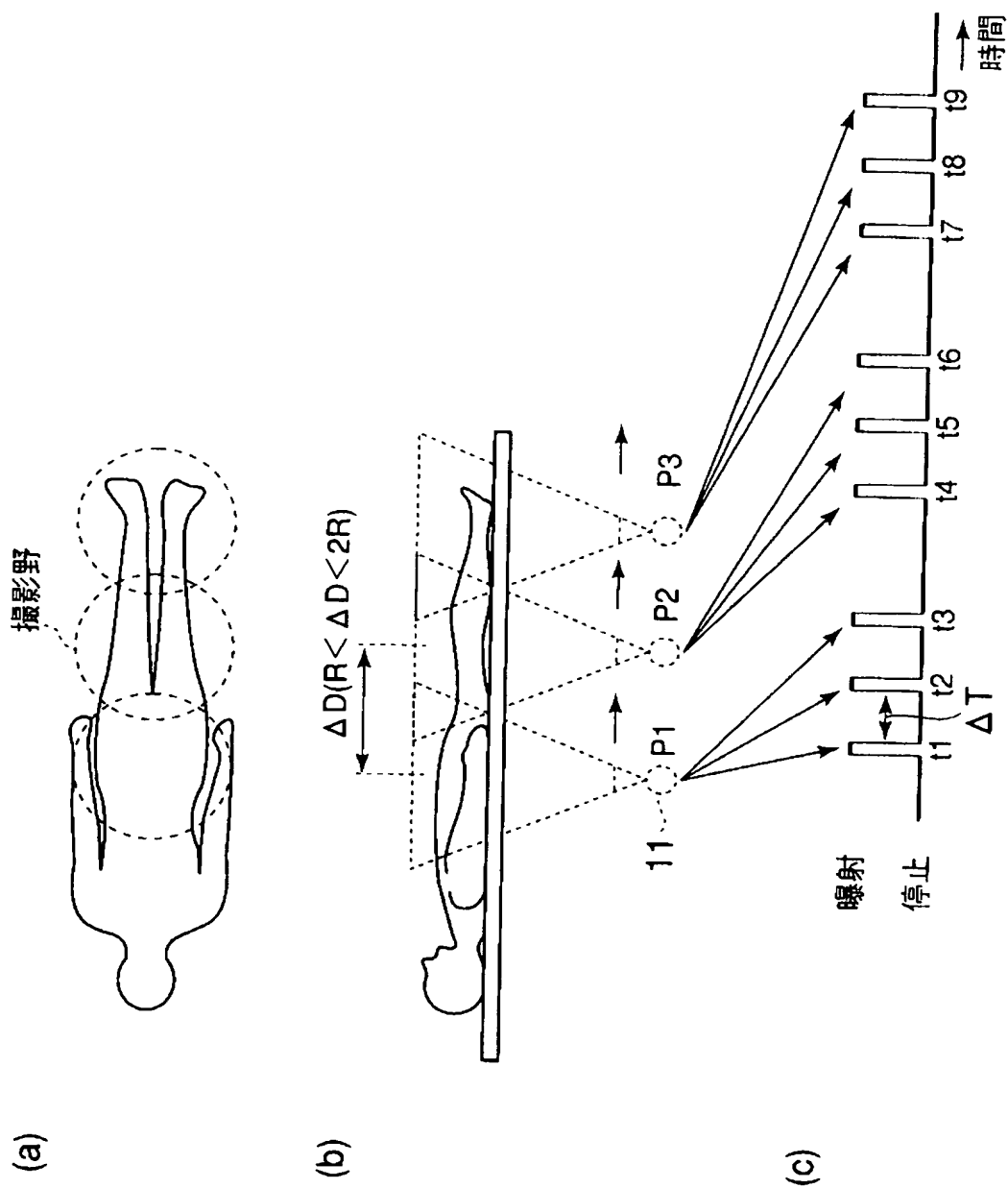
【図 2】



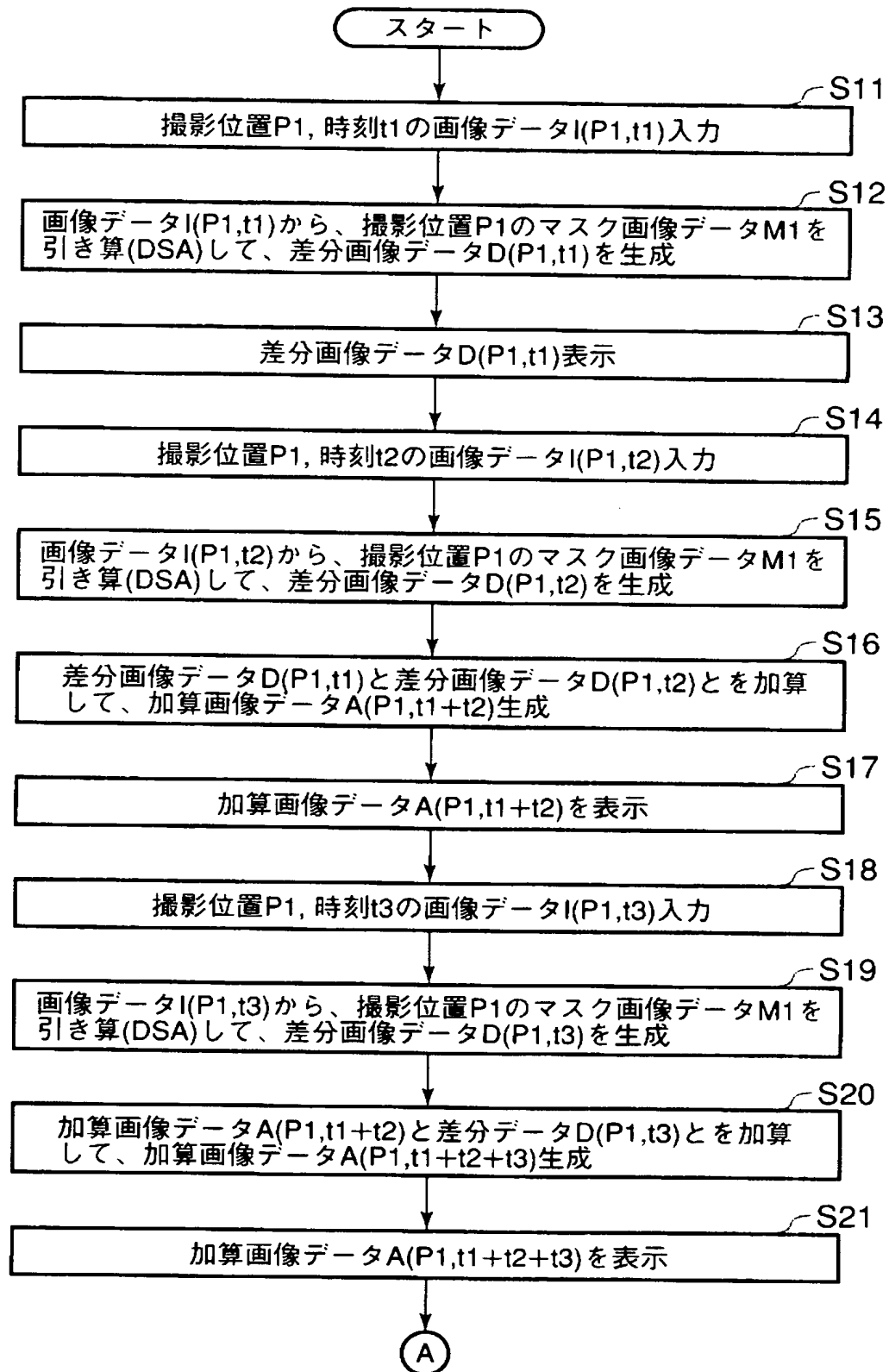
【図 3】



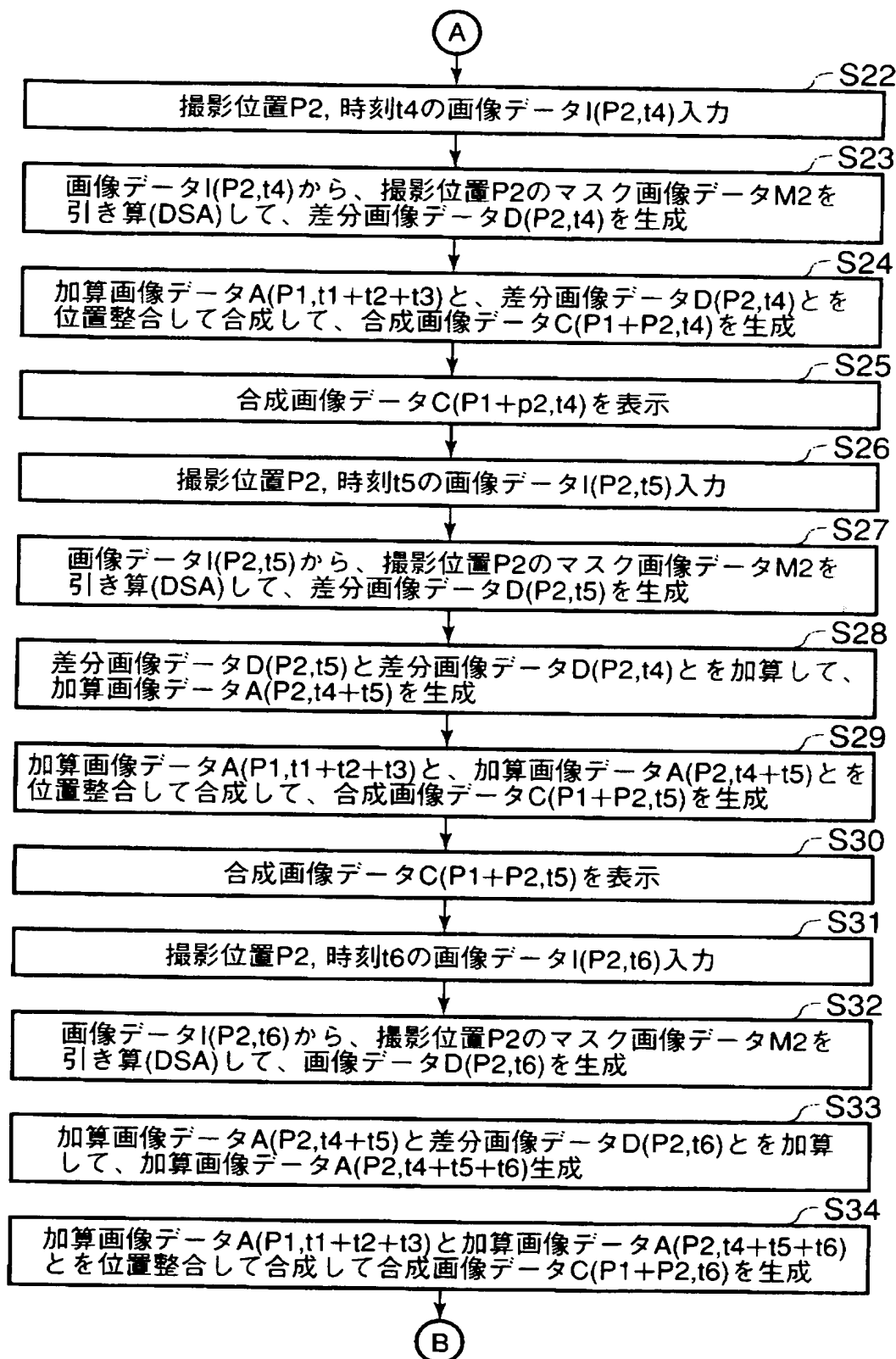
【図 4】



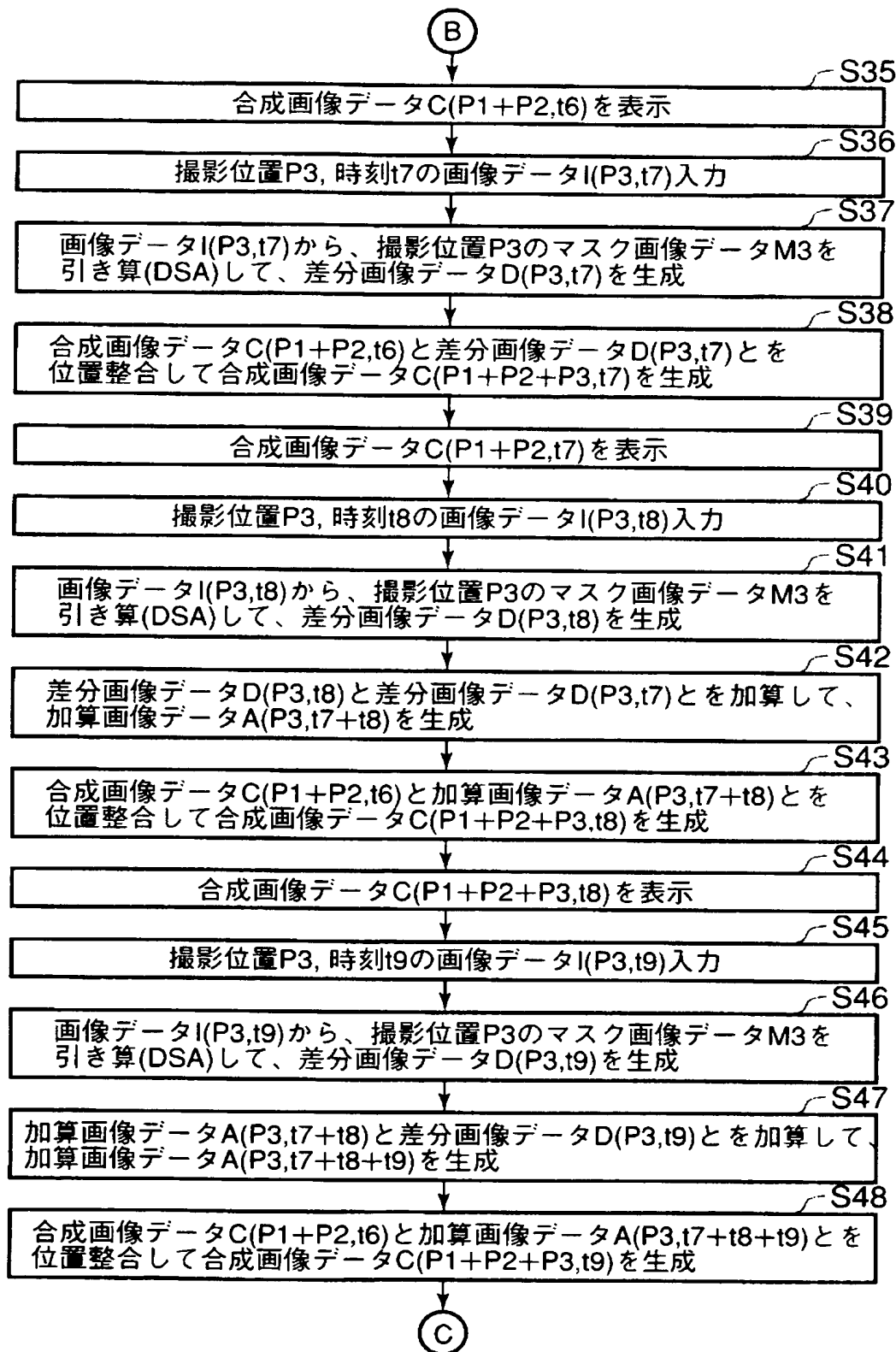
【図 5】



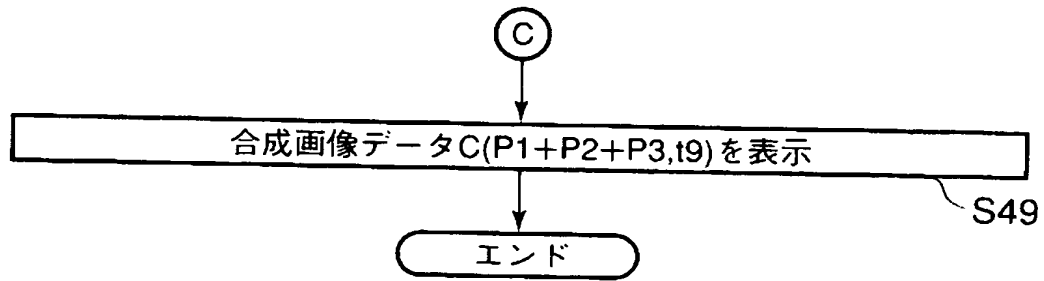
【図6】



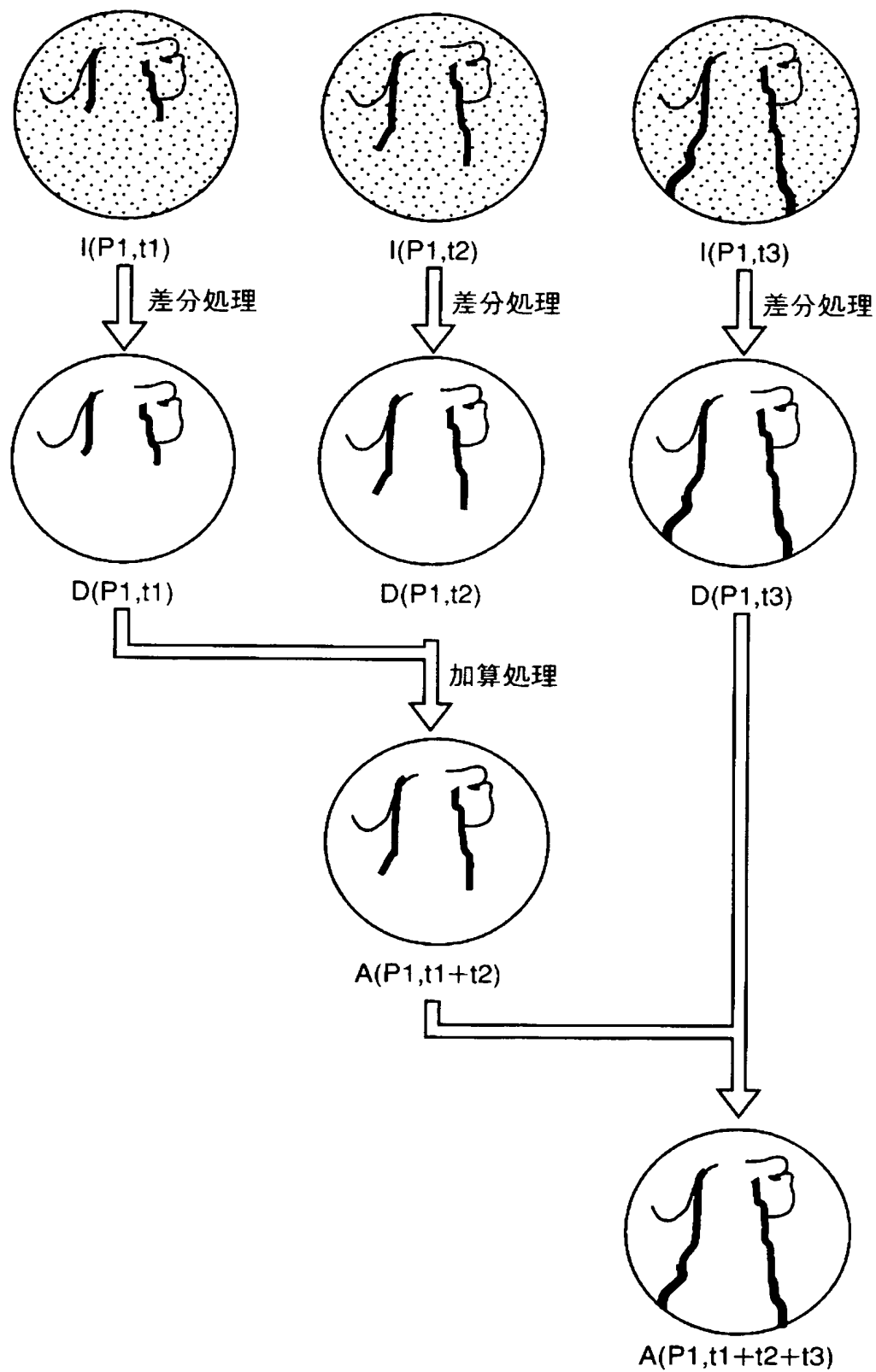
【図 7】



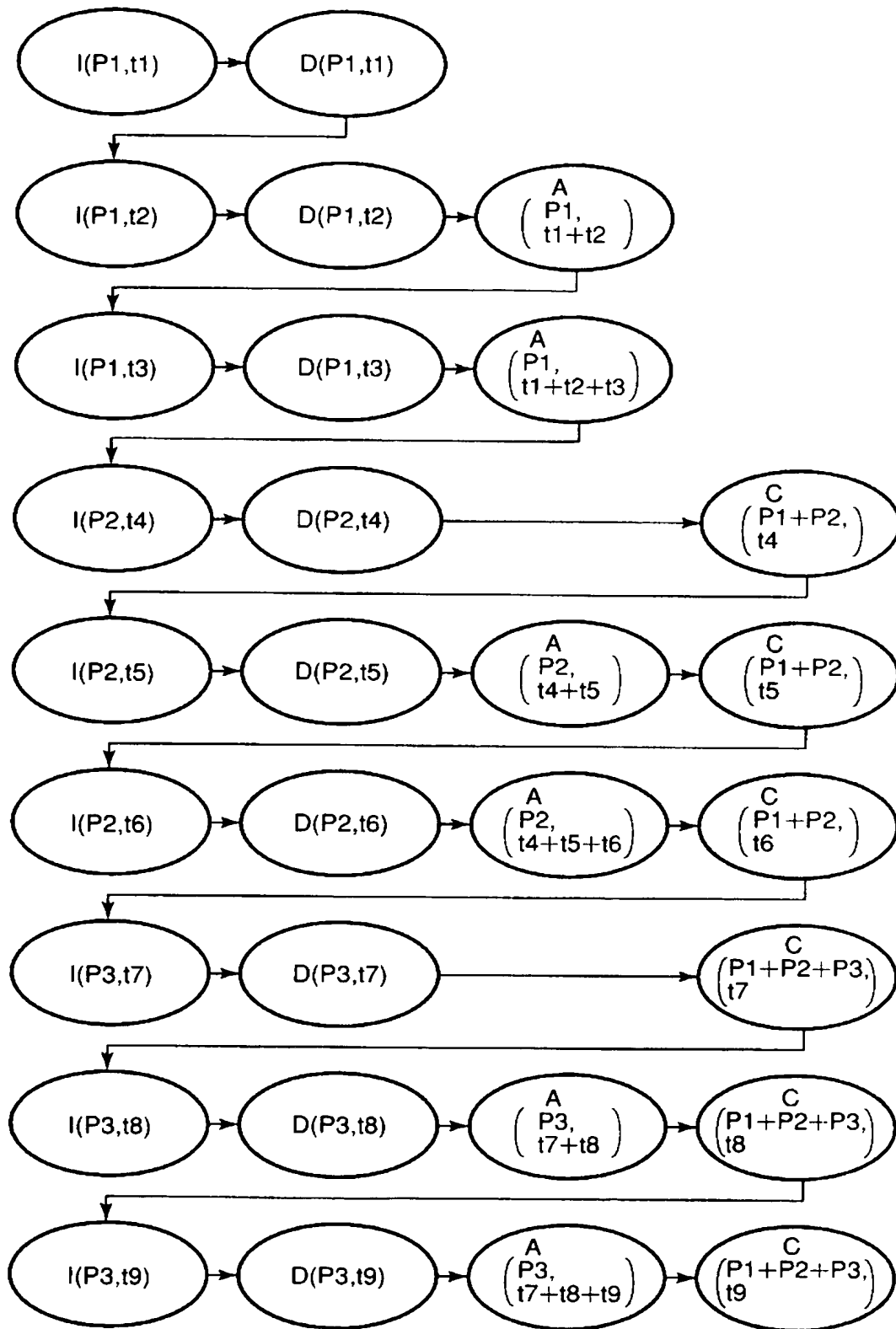
【図 8】



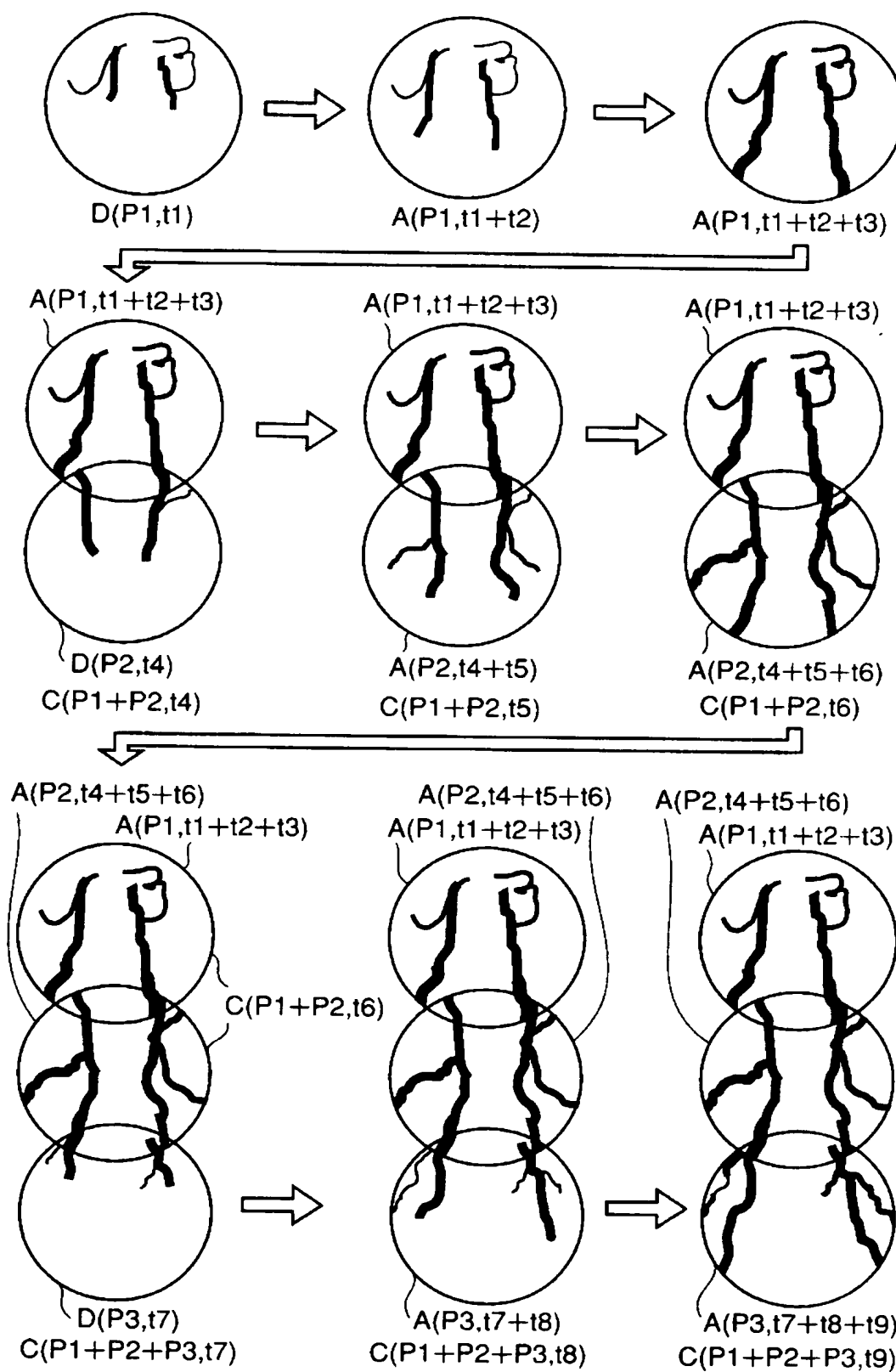
【図 9】



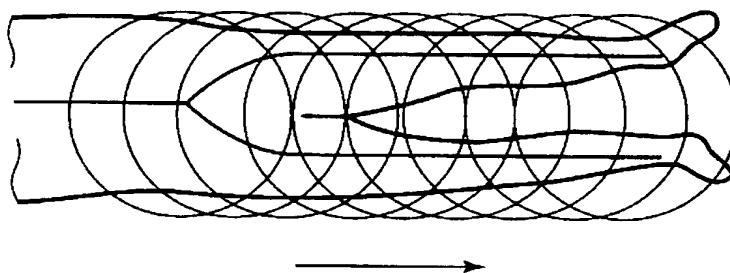
【図 10】



【図 1 1】



【図 12】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 本発明の目的は、血管造影剤の流れに対する撮影タイミングのずれによる造影効果の低下を補償することのできる X 線診断装置を提供することにある。

【解決手段】 本発明の X 線診断装置は、血管造影剤を投与された被検体に X 線を照射するとともに、被検体を透過した透過 X 線を撮影し画像データを出力する撮影系統 1 0 と、被検体に対して撮影系統を移動可能に保持する架台装置 2 0 と、撮影系統の撮影野が部分的に重畳する複数の撮影位置で血管造影剤の流れに従って撮影を繰り返すように撮影系統と架台装置とを制御するシステムコントローラ 6 0 と、画像データから血管抽出画像データを生成する画像処理装置 5 0 とを具備する。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 1 - 2 8 2 2 5 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 3 0 7 8]

1. 変更年月日

2 0 0 1 年 7 月 2 日

[変更理由]

住所変更

住 所

東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号

氏 名

株式会社東芝